

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

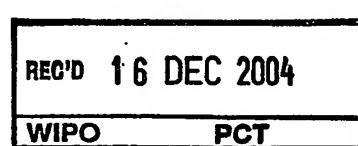
17.8.2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 8月21日
Date of Application:

出願番号 特願2003-298038
Application Number:
[ST. 10/C]: [JP2003-298038]



出願人 山海 嘉之
Applicant(s):

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年12月 3日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小川

洋

【書類名】 特許願
【整理番号】 H0001
【提出日】 平成15年 8月21日
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61H 1/00
【発明者】
【住所又は居所】 茨城県つくば市桜2丁目29番4号
【氏名】 山海 嘉之
【特許出願人】
【識別番号】 596117315
【氏名又は名称】 山海 嘉之
【代理人】
【識別番号】 100080012
【弁理士】
【氏名又は名称】 高石 橘馬
【電話番号】 03(5228)6355
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 009324
【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
【物件名】 特許請求の範囲 1
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1

【書類名】特許請求の範囲

【請求項1】

人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する動作補助装置であって、(a) パワーアシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記生体信号から筋骨格系を動作させるための神経伝達信号と筋収縮により生じる筋電位信号を得る生体信号処理手段と、(d) 前記神経伝達信号、前記筋電位信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(e) 前記随意的制御手段の出力信号により、前記神経伝達信号に対応するパルス電流を生成するとともに、前記筋電位信号に実質的に比例する電流を生成する手段とを具備し、前記パルス電流により前記アクチュエータの駆動を開始させるとともに、前記筋電位比例電流に応じたトルクを発生させ、もって前記人間の意思に従った動作補助を行うことを特徴とする動作補助装置。

【請求項2】

請求項1に記載の動作補助装置において、前記アクチュエータによるパワーアシスト率を自動又は手動で変更することを特徴とする動作補助装置。

【請求項3】

請求項1又は2に記載の動作補助装置において、前記生体信号処理手段は、前記神経伝達信号と前記筋電位信号からなる生体信号を增幅する手段と、前記生体信号から前記神経伝達信号のみを取り出す第一のフィルタと、前記生体信号から前記筋電位信号のみを取り出す第二のフィルタとを有することを特徴とする動作補助装置。

【請求項4】

人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する動作補助装置であって、(a) パワーアシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(d) タスクとして分類した人間の各動作を構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベースとを具備し、各フェーズにはパワーアシスト率が割り当てられており、前記センサ類により得た実測パラメータを前記基準パラメータと比較することにより前記人間が行おうとしている動作に対応するフェーズを特定し、前記フェーズに割り当てられたパワーアシスト率で前記アクチュエータを駆動し、もって前記人間の意思に従った動作補助を行うことを特徴とする動作補助装置。

【請求項5】

人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する動作補助装置であって、(a) パワーアシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(d) タスクとして分類した人間の各動作を構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベースと、(e) 前記センサ類により得た実測パラメータを前記基準パラメータと比較することにより、前記人間が行おうとしている動作に対応するフェーズを特定し、前記フェーズを含むタスクの動作パターンに従って前記人間の動作を自律的に補助又は代行するように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する自律的制御手段と、(f) 前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号とを合成する手段と、(g) 得られた合成信号から前記アクチュエータを駆動する電流を生成する手段とを具備し、もって前記人間の意思に従う随意的制御と前記人間の意思を推測した自律的制御とともにを行うことを特徴とする動作補助装置。

【請求項6】

人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する動作補助装置であって、(a) パワー
出証特2004-3110474

アシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記人間の生体信号から筋骨格系を動作させるための神経伝達信号と筋収縮により生じる筋電位信号を得る生体信号処理手段と、(d) 前記神経伝達信号、前記筋電位信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(e) タスクとして分類した人間の各動作を構成する一連の最小動作単位（フェーズ）の各々の基準パラメータを格納したデータベースと、(f) 前記センサ類により得た実測パラメータを前記基準パラメータと比較することにより前記人間が行おうとしている動作に対応するフェーズを特定し、前記フェーズを含むタスクの動作パターンに従って前記人間の動作を自律的に補助又は代行するように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する自律的制御手段と、(g) 前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号とを合成する手段と、(h) 得られた合成信号から前記アクチュエータを駆動する電流を生成する手段とを具備し、前記駆動電流生成手段は、前記神経伝達信号に対応するパルス電流を生成するとともに、前記筋電位信号に実質的に比例する電流を生成し、前記パルス電流により前記アクチュエータの駆動を開始させるとともに、前記筋電位比例電流に応じたトルクを発生させ、もって前記人間の意思に従う随意的制御と前記人間の意思を推測した自律的制御をともに行うことを特徴とする動作補助装置。

【請求項7】

請求項5又は6に記載の動作補助装置において、前記出力信号合成手段は前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号との合成比率（ハイブリッド比）を制御する手段を有することを特徴とする動作補助装置。

【請求項8】

請求項7に記載の動作補助装置において、前記データベースに格納された各フェーズにはハイブリッド比が割り当てられており、前記自律的制御手段により特定されたフェーズごとに、そのハイブリッド比で前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号とを合成することを特徴とする動作補助装置。

【請求項9】

請求項1～8のいずれかに記載の動作補助装置において、反射神経による動作を行う場合、動作方向に前記アクチュエータを駆動させる直前に反対方向にごく短時間前記アクチュエータを駆動させ、もって人間の反射神経を利用して動作をスムーズに行わせることを特徴とする動作補助装置。

【請求項10】

請求項1～9のいずれかに記載の動作補助装置において、前記アクチュエータの駆動電流を動作初期に大きくし、もって前記人間の意思にレスポンス良く応答した動作補助を行わせることを特徴とする動作補助装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】装着式動作補助装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、人間に装着して動作を補助するパワーアシスト装置に関し、特に違和感なくスムーズに装着者の動作を補助し得るパワーアシスト装置に関する。

【背景技術】

【0002】

身体的障害のある人や高齢者等の中には、健常者であれば簡単に行える動作でも非常に困難である者が多い。このような人達のために今日まで種々の補助装置が開発され、実用化されてきた。このような補助装置には、車椅子や介護ベッドのように人間が乗ってスイッチによりアクチュエータ（モータ等）を駆動させ、不足した力を補助する装置と、人間に装着し、人間の意志に基づいて動作に必要な力を補助する装置とがある。人間に装着する補助装置は、各人の意志に基づき必要な力を随時発生でき、かつ介護者を必要としないので、身体的障害者や高齢者等の介護、けが人や病人等のリハビリテーション等に非常に便利であり、実用化が期待されている。

【0003】

例えば、特開平8-19979号は、身体に装着するための外骨格型の力補助装置に加えられる操作力を検出する力センサと、それを増幅して作業補助のために作業負荷に増幅した力を加えるアクチュエータとを備えた力補助装置を制御するための制御装置であって、上記制御装置を、重力等の静的な力に関する増幅率と慣性力等の動的に変化する力に関する増幅率とを独立に変更可能とし、かつ前記力センサによって検出された力信号を静的力成分と動的力成分とに分離する分離部を備えるとともに、分離された力成分のそれぞれに別々の増幅率を乗じて増幅し、それらを加算したうえで、アクチュエータに出力指令を出す機能部を有することを特徴とする力補助装置の制御装置を開示している。この力補助装置は、装置全体を小型軽量化するために小型のアクチュエータを用いて力補助を行えるようにしたものである。しかしながら、人間が補助装置を装着して動作を行う場合、補助装置が行う補助動作がスムーズでなければならないが、この力補助装置ではまだ十分にスムーズな動作は達成できていない。

【0004】

従来の補助装置は、人間の動きを検知してフィードバックによりサーボ制御するものであり、筋が収縮を開始するとほとんど同時に補助装置が作動する。しかしながら、動作補助装置の作動信号が人間の動きより僅かに早くないと、人間の動きと動作補助装置の動きがハーモナイズせず、人間はいわゆる違和感を持つ。

【0005】

以上の状況下において、本発明者は人間に装着するパワーアシスト装置を提案した [Taeko Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, "Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using EMG and Linux," Second Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, BITECH, Bangkok, Thailand, May 17-18, 2001 (非特許文献1)]。

【0006】

本発明者はさらに、動作の補助するだけでなく、人間の動作を予測してできるだけスムーズな動きができるパワーアシスト装置についても、多くの提案を行ってきた。例えば、Kota Kataoka, Yoshiyuki Sankai, "Predictive Control Estimating Operator's Intent for Stepping-up Motion by Exo-Skeleton Type Power Assist System HAL," Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, Oct. 29 - Nov. 03, 2001, pp. 1578-1583 (非特許文献2) は、装着者の筋電位 (EMG) 信号とフェーズ・シークエンス (Phase Sequence) との組合せにより、スムーズな動作を可能にした下半身パワーアシスト装置を提案している。また李秀雄、山海嘉之、「Phase SequenceとEMGを用いた立ち座り、歩行動作のパワーアシスト制

御」、第19回日本ロボット学会学術講演会予稿集（2001年）（非特許文献3）は、EMG信号とフェーズ・シークエンスとによる仮想発生力を用いることにより、人間の意志を適切に反映できる自動的な歩行動作のパワーアシスト制御が可能になることを提案している。

【0007】

非特許文献2及び3の下半身パワーアシスト装置は、図10及び11に示すように、下半身パワーアシスト装着具100（片方の脚部は図示を省略）と、下半身パワーアシスト装着具100のアクチュエータ101の駆動を制御する制御装置110とを具備する。下半身パワーアシスト装着具100は、ジョイント103で接合されたアーム102と、最上位のアーム102aを固定するウエスト部104と、最下位のアーム102cの下端に回転自在のジョイント103を介して固定された踵部105と、各ジョイント103に取り付けられたアクチュエータ101とを具備する。各アクチュエータ101はモータと減速ギアからなる。ウエスト部104の背側の上縁部には突起部104aが設けられており、突起部104aには制御装置110及び電源111等を収納したバッグ120の下端突起120aが係合する。このようにして、バッグ120の荷重はウエスト部104で受けられる。また下半身パワーアシスト装置の制御装置110は、自律的制御手段107とデータベース106とを有する。

【0008】

図14は制御装置110の構成を示す。この制御装置110は、下半身パワーアシスト装着具100を装着した人間1からなる人間機械系10と、下半身パワーアシスト装着具100のアクチュエータ101の駆動を制御する自律的制御手段107と、自律的制御手段107に連結したデータベース106と、装着者1の皮膚（例えば太腿の皮膚）に貼付された皮膚電位センサ121と、皮膚電位センサ121からくる生体信号から筋電位信号を得る生体信号処理装置113とを具備する。筋電位信号は自律的制御手段107に送給される。また装着者1の足の裏に重心位置を求めるための床反力センサ122が貼付されている。

【0009】

筋電位信号は、人間の皮膚に貼付されたセンサ121からくる生体信号を增幅し、バンドパスフィルタにより例えば33 Hz～500 Hzの帯域内の信号だけ通し、A/D変換した後、絶対値を求め、それを例えば1 kHzのサンプリング周波数のフィルタ（ローパスフィルタ）に通すことにより得る。得られた信号から高周波成分が除去されているので、実質的に筋の収縮により発生する電位信号だけが含まれることになる。

【0010】

データベース106には、人間の動作パターンとその基準パラメータとが格納されている。具体的に言うと、人間の動作は、図12に示すように、座る、立つ、歩く、階段を登る等の動作に分類することができる。ここで各動作をタスク（Task）という。各タスクは一連の最小動作単位により構成される。この最小動作単位はフェーズ（Phase）という。例えば、「歩く」というタスクは、両足が揃ったフェーズ1と、右足が前に出たフェーズ2と、左足が前にでて両足が揃った状態になったフェーズ3と、左足が前に出たフェーズ4とにより構成されており、フェーズ1～4を繰り返すこれにより、歩行を続行することができる。このようにタスクを構成する一連のフェーズをフェーズ・シークエンス（Phase Sequence）という。

【0011】

各人の動きを分析すると、各フェーズにおける各関節の回転角及び角速度、歩行速度及び加速度、姿勢、重心の移動等が決まっていることが分かる。例えば、各人の典型的な歩行パターンは決まっており、そのパターンで歩行するときに最も自然に感じる。従って、各人の各関節の回転角及び角速度等を、全タスクの全フェーズについて経験的に求め、それらを基準パラメータ（基準の回転角及び角速度等）としてデータベース106に格納しておく。

【0012】

人が動作を開始すると、自律的制御手段107は、センサ121、122等から来る各種の信号（人間の生体信号、装置の状態を示す信号等）をデータベース106に格納された基準パラメータと比較して該当するフェーズを特定し、そのフェーズにより決まる動作パターン

に従って自律的に制御するための信号を下半身パワーアシスト装着具100のアクチュエータ101に送給する。その結果、この下半身パワーアシスト装置の補助動作は人間の意思をある程度予測したものとなる。

【0013】

【非特許文献1】Takao Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, "Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using EMG and Linux," Second Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, BITECH, Bangkok, Thailand, May 17-18, 2001

【非特許文献2】"Predictive Control Estimating Operator's Intention for Stepping-up Motion by Exo-Skeleton Type Power Assist System HAL," Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, Oct. 29 - Nov. 03, 2001, pp. 1578-1583

【非特許文献3】李秀雄、山海嘉之、「Phase SequenceとEMGを用いた立ち座り、歩行動作のパワーアシスト制御」、第19回日本ロボット学会学術講演会予稿集（2001年）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、非特許文献1に記載のパワーアシスト制御装置のようにパワーアシスト機能だけだと、動作補助装置を装着した者は常に力を出し続けなければならない。しかし、特別の訓練を受けていない通常の人達は、パワーアシストされた動作をすると、途中で力を抜く傾向がある。要するに、人間の動作は安易な方向に流れ易い。力を抜くと動作補助力も低減するので、動作の途中で中断してしまう。そのため、特に立ち上がりとか階段の上りのように力を要する動作の時に動作を完結できずに、よろけたり転倒したりする恐れがあった。

【0015】

また非特許文献2及び3に記載のパワーアシスト制御装置では、全体的に自律的制御のみであるので、人間の意思を予測したスムーズな動きができるものの、あるタスクの動作から別のタスクの動作に突然変わる時等に大きな力を要し、違和感があることが分かった。

【0016】

また人間の生体信号の利用に関しても、人間の動きに比例する筋電位のみに着目し、筋電位信号だけを制御に用いていたが、筋電位を感知してから制御信号を作成すると、どうしても時間的遅れが生じる。そのため、補助動作に違和感が避けられないことも分かった。

【0017】

さらに鋭意研究の結果、人間に装着する動作補助装置では、補助動作自体がスムーズでもそれが人間本来の動きに合致していない場合には、著しい違和感があることが分かった。例えば、背後から急に押された場合、そのままでは倒れてしまうので、片足を前に出して体を支えなければならない。しかし単に片足を前に出すという制御を行うと、片足を急に前に押したことになるので、人間は本能的に片足を突っ張り、片足を前に出す動作がぎこちなくなる。このように、機械的なロボットの制御をそのまま身体に装着する方式の動作補助装置に当てはめても、違和感のないスムーズな動作を行うことができないことが分かった。すなわち、反射神経による動きの場合、人間の本能を考慮に入れた制御をしなければならない。

【0018】

従って、本発明の第一の目的は、人間に装着する動作補助装置であって、生体信号として筋電位信号とともに神経伝達信号も用いることにより、レスポンスの速い随意的制御を行うことができ、もって人間の意思に基づき違和感なくよりスムーズな動作を可能とする動作補助装置を提供することである。

【0019】

本発明の第二の目的は、人間に装着する動作補助装置であって、随意的制御のパワーアシスト率を動作ごとに変更することにより、異なる動作でも負荷の大きな変動を感じることなくスムーズに行うことができる動作補助装置を提供することである。

【0020】

本発明の第三の目的は、人間の意思に従う随意的制御と人間の意思を推測した自律的制御を組合せることにより、違和感なくスムーズな動作補助を可能とした動作補助装置を提供することである。

【0021】

本発明の第四の目的は、筋電位信号の他に神経伝達信号を使用するとともに、随意的制御と自律的制御を組合せることにより、レスポンスの速い動きができるとともに、違和感なくスムーズな動作補助を可能とした動作補助装置を提供することである。

【0022】

本発明の第五の目的は、随意的制御と自律的制御のハイブリッド比を制御することにより、人間の筋力等に対して最適な動作補助を行うことができる動作補助装置を提供することである。

【0023】

本発明の第六の目的は、データベースに格納されたハイブリッド比をフェーズごとに引き出すことにより、ハイブリッド比を自動的に変更し、もって各動作に適したハイブリッド比で、いっそうスムーズな動きをすることができる動作補助装置を提供することである。

【0024】

本発明の第七の目的は、人間の反射神経を考慮に入れて、いっそう違和感がなくスムーズな動作を可能とする動作補助装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0025】

上記目的に鑑み鋭意研究の結果、本発明者は以下のことを発見した。

- (1) 人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する動作補助装置では、人間の生体信号として、筋骨格系を動作させるための神経伝達信号と筋収縮により生じる筋電位信号とをともに使用することにより、レスポンス良く動作補助を行うことができる。その際、パワーアシスト率を変更することにより、各動作に適合した強さで動作補助を行うことができる。
- (2) 随意的制御と自律的制御を組合せることにより、人間の意思に従って動作補助を違和感なくスムーズに行うことができる。その際、随意的制御と自律的制御のハイブリッド比を調整することにより、各動作に応じた動作補助をよりスムーズに行うことができる。
- (3) 動作補助装置の制御信号を人間の反射神経を考慮に入れて作成すると、さらに装着者の違和感がなくなり、いっそうスムーズな動作が可能になる。

本発明は以上の発見に基づき完成したものである。

【0026】

すなわち、人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する本発明の第一の動作補助装置は、(a) パワーアシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記生体信号から筋骨格系を動作させるための神経伝達信号と筋収縮により生じる筋電位信号を得る生体信号処理手段と、(d) 前記神経伝達信号、前記筋電位信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(e) 前記随意的制御手段の出力信号により、前記神経伝達信号に対応するパルス電流を生成するとともに、前記筋電位信号に実質的に比例する電流を生成する手段とを具備し、前記パルス電流により前記アクチュエータの駆動を開始するとともに、前記筋電位比例電流に応じたトルクを発生させ、もって前記人間の意思に従った動作補助を行ふことを特徴とする。

【0027】

人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する本発明の第二の動作補助装置は、(a) パワーアシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(d) タスクとして分類した人間の各動作を構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベースとを具備し、各フェーズにはパワーアシスト率が割り当てられており、前記センサ類により得た実測パラメータを前記基準パラメータと比較することにより前記人間が行おうとしている動作に対応するフェーズを特定し、前記フェーズに割り当てられたパワーアシスト率で前記アクチュエータを駆動し、もって前記人間の意思に従った動作補助を行うことを特徴とする。

【0028】

人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する本発明の第三の動作補助装置は、(a) パワーアシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(d) タスクとして分類した人間の各動作を構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベースと、(e) 前記センサ類により得た実測パラメータを前記基準パラメータと比較することにより、前記人間が行おうとしている動作に対応するフェーズを特定し、前記フェーズを含むタスクの動作パターンに従って前記人間の動作を自律的に補助又は代行するように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する自律的制御手段と、(f) 前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号とを合成する手段と、(g) 得られた合成信号から前記アクチュエータを駆動する電流を生成する手段とを具備し、もって前記人間の意思に従う随意的制御と前記人間の意思を推測した自律的制御をともに行うことを特徴とする。

【0029】

人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する本発明の第四の動作補助装置は、(a) パワーアシスト用アクチュエータを具備する動作補助装着具と、(b) 前記人間の生体信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号を得るためのセンサ類と、(c) 前記人間の生体信号から筋骨格系を動作させるための神経伝達信号と筋収縮により生じる筋電位信号を得る生体信号処理手段と、(d) 前記神経伝達信号、前記筋電位信号及び前記動作補助装着具の状態を示す信号に基づいて前記人間の意思に従った力を発生させるように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する随意的制御手段と、(e) タスクとして分類した人間の各動作を構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベースと、(f) 前記センサ類により得た実測パラメータを前記基準パラメータと比較することにより前記人間が行おうとしている動作に対応するフェーズを特定し、前記フェーズを含むタスクの動作パターンに従って前記人間の動作を自律的に補助又は代行するように、前記アクチュエータを駆動する信号を発生する自律的制御手段と、(g) 前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号とを合成する手段と、(h) 得られた合成信号から前記アクチュエータを駆動する電流を生成する手段とを具備し、前記駆動電流生成手段は、前記神経伝達信号に対応するパルス電流を生成するとともに、前記筋電位信号に実質的に比例する電流を生成し、前記パルス電流により前記アクチュエータの駆動を開始させるとともに、前記筋電位比例電流に応じたトルクを発生させ、もって前記人間の意思に従う随意的制御と前記人間の意思を推測した自律的制御をともに行うことを特徴とする。

【0030】

本発明の好ましい態様では、前記アクチュエータによるパワーアシスト率を自動又は手動で変更することができる。

【0031】

本発明の別の好ましい態様では、前記生体信号処理手段は、前記神経伝達信号と前記筋電位信号からなる生体信号を増幅する手段と、前記生体信号から前記神経伝達信号のみを取り出す第一のフィルタと、前記生体信号から前記筋電位信号のみを取り出す第二のフィルタとを有する。

【0032】

本発明のさらに別の好ましい態様では、前記出力信号合成手段は前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号との合成比率（ハイブリッド比）を制御する手段を有する。

【0033】

本発明のさらに別の好ましい態様では、前記データベースに格納された各フェーズにはハイブリッド比が割り当てられており、前記自律的制御手段により特定されたフェーズごとに、そのハイブリッド比で前記随意的制御手段の出力信号と前記自律的制御手段の出力信号とを合成する。

【0034】

本発明のさらに別の好ましい態様では、反射神経による動作を行う場合、動作方向に前記アクチュエータを駆動させる直前に反対方向にごく短時間前記アクチュエータを駆動させ、もって人間の反射神経を利用して動作をスムーズに行わせる。

【0035】

本発明のさらに別の好ましい態様では、前記アクチュエータの駆動電流を動作初期に大きくし、もって前記人間の意思にレスポンス良く応答した動作補助を行わせる。

【発明の効果】

【0036】

本発明の第一の動作補助装置は、アクチュエータ駆動に用いる生体信号として、筋電位信号の他に神経伝達信号を使用し、かつ神経伝達信号が筋電位信号に先行することに着目して、神経伝達信号をトリガー信号として使用するので、アクチュエータのレスポンスが非常に速い。このため、動作補助装置の始動時の遅れを感じることがなく、違和感のないスムーズな動作が得られる。

【0037】

本発明の第二の動作補助装置は、各フェーズ毎に割り当てられたパワーアシスト率をデータベースに保有し、フェーズの判定により自動的にパワーアシスト率を動作ごとに変更するので、異なる動作でも負荷の大きな変動を感じることなくスムーズに行うことができる。

【0038】

本発明の第三の動作補助装置は、人間の意思に従う随意的制御と前記人間の意思を推測した自律的制御をともに行うので、随意的動作が違和感なくよりスムーズになる。

【0039】

本発明の第四の動作補助装置は、筋電位信号の他に神経伝達信号を使用するとともに、人間の意思に従う随意的制御と前記人間の意思を推測した自律的制御をともに行うので、レスポンスの速い動きができるのみならず、随意的動作が違和感なくよりスムーズになる。

。

【0040】

随意的制御手段の出力信号と自律的制御手段の出力信号とのハイブリッド比を制御することにより、動作補助装置を装着する人間の筋力等に対して最適な動作補助を行うことができる。またデータベースに格納されたハイブリッド比をフェーズごとに引き出せば、自動的にハイブリッド比を変更することができる。これにより、各動作に適したハイブリッド比で、いっそうスムーズな動きをすることができる。

【0041】

反射神経による動作を行う場合、動作方向に駆動する直前に反対方向にごく短時間アクチュエータを駆動することにより、人間の反射神経を有効に利用でき、動作がスムーズ

になる。またアクチュエータの駆動電流を動作初期に大きくすることにより、レスポンスの良い動作補助が可能となる。

【0042】

以上の特徴を有する本発明の動作補助装置を装着すると、身体的障害者や高齢者のように、身体動作を行うのに十分な力がない者や身体動作そのものが困難になった者でも、違和感なくスムーズな動きをすることができる。また例えば爆発物の処理のような危険な作業を行うために重装備をしなければならない者でも、本発明の動作補助装置を装着すれば、あたかも重装備がないかのように軽快に作業することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0043】

[1] 動作補助装置の構成及び動作

(A) 全体構成

本発明の動作補助装置を構成する手段を表1に示し、また随意的制御手段、自律的制御手段及び出力信号合成手段を構成する機構（機能）を表2に示す。

【0044】

【表1】

動作補助装置の全体構成	
構造部	機械部、装着部、カバー等
駆動部	アクチュエータ、アクチュエータ駆動用ドライバ回路（駆動電流生成手段）等
制御部	随意的制御手段、自律的制御手段、出力信号合成手段等
通信部	ネットワーク通信部（無線、有線）、情報提示部等
センサ	(1) 動作補助装着具の状態を示す信号測定用センサ（力センサ、トルクセンサ、電流センサ、角度センサ、角速度センサ、加速度センサ、床反力センサ等） (2) 動作補助制御信号測定用センサ（CCD、レーザセンサ、赤外線センサ、超音波センサ等） (3) 生体信号測定用センサ（筋電位センサ（皮膚電位センサ）、体温センサ、脈拍センサ、脳波センサ、心電位センサ、発汗センサ等）
データベース	各フェーズの基準パラメータ、パワーアシスト率、ハイブリッド比等
エネルギー部	電源（バッテリー、外部電源）等

【0045】

【表2】

随意的制御手段の構成	出力信号合成手段の構成	自律的制御手段の構成
校正・補正機構A1, A2	ハイブリッド比調整機構	校正・補正機構B
動作チェック機構A	出力信号合成制御機構	動作チェック機構B
信号処理機構A	生体制御能推定機構	信号処理機構B
パラメータ同定機構A	周囲環境情報推定機構	パラメータ同定機構B
意思推定機構A	心理状態推定機構	意思推定機構B
随意的制御機構A		自律的制御機構B
パワーアシスト率調整機構A		パワーアシスト率調整機構B
生体特性適応機構A		生体特性適応機構B
機能評価機構A		機能評価機構B

【0046】

(B) 態様

上記構成要素を含む本発明の動作補助装置の構成例として、以下のものが挙げられる。

【0047】

(1) 第一の態様

図1に示す第一の態様の動作補助装置は、人間1と動作補助装着具2とからなる人間機械系10と、人間1の生体信号から神経伝達信号及び筋電位信号を得る生体信号処理手段3と、神経伝達信号及び筋電位信号、並びに表1に示すセンサから得られたその他の信号を受信して、随意的制御信号を発生する随意的制御手段4と、随意的制御手段4の出力信号に応じて動作補助装着具2のアクチュエータの駆動電流を生成する手段5とを具備する。

【0048】

(2) 第二の態様

図2に示す第二の態様の動作補助装置は、人間1と動作補助装着具2とからなる人間機械系10と、人間1の生体信号から神経伝達信号及び筋電位信号を得る生体信号処理手段3と、各フェーズの基準パラメータとともに、各フェーズに割り当てられたパワーアシスト率等が格納されたデータベース6と、神経伝達信号及び筋電位信号、並びに表1に示すセンサから得られたその他の信号を受信するとともに、データベース6の基準パラメータと比較することにより得られる随意的制御信号（パワーアシスト率等を含む）を発生する随意的制御手段4と、随意的制御手段4の出力信号に応じて動作補助装着具2のアクチュエータの駆動電流を生成する手段5とを具備する。

【0049】

(3) 第三の態様

図3に示す第三の態様の動作補助装置は、人間1と動作補助装着具2とからなる人間機械系10と、各フェーズの基準パラメータ等が格納されたデータベース6と、表1に示すセンサから得られた信号を受信して随意的制御信号を発生する随意的制御手段4と、表1に示すセンサから得られた信号を受信するとともに、データベース6の基準パラメータと比較することにより得られる自律的制御信号（各フェーズの基準信号等を含む）を発生する自律的制御手段7と、随意的制御手段4の出力信号と自律的制御手段7の出力信号とを合

成する手段8と、合成信号に応じて動作補助装着具2のアクチュエータの駆動電流を生成する手段5とを具備する。

【0050】

(4) 第四の態様

図4に示す第四の態様の動作補助装置は、人間1と動作補助装着具2とからなる人間機械系10と、各フェーズの基準パラメータ等が格納されたデータベース6と、表1に示すセンサから得られた信号を受信するとともに、データベース6の基準パラメータと比較することにより得られる随意的制御信号（パワーアシスト率等を含む）を発生する随意的制御手段4と、表1に示すセンサから得られた信号を受信するとともに、データベース6の基準パラメータと比較することにより得られる自律的制御信号（各フェーズの基準信号等を含む）を発生する自律的制御手段7と、随意的制御手段4の出力信号と自律的制御手段7の出力信号とを合成する手段8と、合成信号に応じて動作補助装着具2のアクチュエータの駆動電流を生成する手段5とを具備する。

【0051】

(C) 動作補助装置の構成する手段及びその動作

(1) センサ

表1に示すように、人間機械系に使用するセンサには、動作補助装着具2の状態を示す信号測定用センサ、動作補助制御信号測定用センサ及び生体信号測定用センサがある。これらのセンサ自体は公知であるので、個々の説明は省略する。生体信号測定用センサは、通常人間の皮膚に貼付するが、体内に埋め込むものでも良い。

【0052】

(2) 生体信号処理手段

図5に示すように、生体信号（生体電位）測定用センサから来た生体信号は、例えば歩行や階段の昇降のような通常の動作の場合には、(a) 筋電位信号の前に神経伝達信号が先行した状態になっているか、(b) 神経伝達信号と筋電位信号とがほとんど付いた状態になっている。神経伝達信号は意思伝達信号とも言えるもので、(a)の場合には先行する山であり、(b)の場合には生体信号の先頭部で所定の閾値を超えたところと定義する。

【0053】

(a)の場合には先行する山を神経伝達信号として使い、そのままアクチュエータ駆動用のパルス電流を生成し、また(b)の場合には信号全体の先頭部を神経伝達信号として、先頭部の位置にアクチュエータ駆動用のパルス電流を生成する。従って、(b)の場合、図8の(a)に示すような波形の駆動電流が得られる。このように本明細書では、(a)の先行信号及び(b)の先頭部に該当する信号部分を「神経伝達信号」と呼び、後続の信号部分を「筋電位信号」と呼ぶ。

【0054】

(a)の場合、生体信号を増幅器31により増幅し、高帯域のバンドパスフィルタ32と中帯域のバンドパスフィルタ33により、それぞれ高帯域の信号と中帯域の信号とを得る。高帯域の信号は、例えば33 Hz～数 kHzの帯域内で、神経伝達電位を表す。また中帯域の信号は、例えば33 Hz～500 Hzの帯域内で、筋電位を表す。筋電位信号及び神経伝達信号をA/D変換した後、絶対値を求め、それを例えば1 kHzのサンプリング周波数のフィルタ（ローパスフィルタ）に通す。

【0055】

神経伝達信号は幅が狭いので、スムージングだけでもパルス状の電流が得られるが、必要に応じてスムージング後にパルス電流を生成しても良い。筋電位信号は幅が広いので、スムージングすることにより実質的に筋電位に比例する駆動電流が得られる。上記パルス電流はアクチュエータを駆動するトリガー信号として利用する。パルス電流によりアクチュエータに大きなトルクを発生させるために、パルス電流を増幅しても良い。

【0056】

トリガー信号として送給されたパルス電流によりアクチュエータが発生するトルクは、機械的遅れがあるために、パルス状に立ち上がる訳ではなく、急峻な立ち上がりとなる。

急峻な立ち上がり部と筋電位に比例して変化する部分とからなる電流をアクチュエータ用モータに流すことにより、動作補助装置に高レスポンスでかつ筋電位に比例した（人間の意思に応じた）補助動作を行なわせることができる。

【0057】

(3) 隨意的制御手段

隨意的制御手段4は主に以下の手段（機能）を有する。

【0058】

(a) 校正・補正機構A1

生体内外で計測される生体信号（筋電位信号及び神経伝達信号等）は、個人差や計測部位のばらつきや電気抵抗の違い等によって異なる。本発明では、生体信号を、(a) 人間の意思を反映するトリガー信号として、(b) 人間が出そうとしている生体信号として、及び(c) 筋の発生力に比例するアクチュエータ駆動信号として利用する。筋の発生力を正確に計測するためには、計測状態等によって異なる生体信号を校正（キャリブレーション）又は補正する必要がある。

【0059】

このような目的のために、本発明の動作補助装置は、校正・補正機構を有する。校正・補正機構は、皮膚の所定の位置に生体信号測定用センサを貼付し、既知の校正用の力を発生させた状態で筋骨格系を軽く動かすこと（例えば、屈伸とか足振り等）により検出される生体信号と、既知の発生力との関係から、個人差や計測部位のばらつきや電気抵抗の違い等の計測状態の影響を校正（キャリブレーション）する。その結果、生体信号から実際に筋が発生する力を簡単かつ正確に求めることができる。生体信号測定用センサのキャリブレーションは数秒で完了する。本発明の動作補助装置を長時間使用する場合でも、必要に応じて、自動又は手動でキャリブレーションを行うことができる。

【0060】

このように正確なキャリブレーションができるのは、本発明の動作補助装置が人間に力を加えることができるためである。このような特徴のために、本発明の動作補助装置により、従来から体育科学分野でも困難とされてきた筋力の推定が可能となる。

【0061】

(b) 校正・補正機構A2

筋肉が発生する力は、筋骨格系の関節の曲がり角度等によっても影響を受ける。そのため、上記(a) のキャリブレーションのような簡単な動作を行うとともに、筋骨格系の関節角度や関節角速度等による筋力発生状態を補正するための写像関数を作成することで、より精度の高い発生力の推定が可能となる。

【0062】

(c) 動作チェックA

計測系、駆動系の動作チェックを行う。

【0063】

(d) 信号処理機構A

生体信号を発生筋力として捉えるための信号処理機構と、床反力センサや関節角度センサや加速度センサ等からの信号を重心位置や体位や身体動作の時間的な変化として捉えるための信号処理機構とがある。生体信号処理機構は生体信号処理手段3を含む。

【0064】

(e) パラメータ同定機構A

動作補助装着具2と人間1の少なくとも一方の物理パラメータ（慣性、質量、摩擦係数等）を同定する。装着具2と人間の少なくとも一方に既知の力を印加することができるのと、人間1と装着具2の少なくとも一方のシステムパラメータを同定することができる。また人間の運動制御系（運動中枢系）の状態も推定できるため、人間の制御戦略を考慮した制御が可能となる。

【0065】

(f) 意思推定機構A

生体信号である筋電位及び神経伝達信号の少なくとも一方を用いて、主動筋（筋の収縮によってある方向への動きをするための筋肉）と拮抗筋（反対の動きをするための筋肉）が発生する信号から、人間がどの方向にどの程度の大きさで身体を動かそうとしているかを推定するか、身体に加わった外力（瞬間的外力及び持続的外力）から反射的動作か意思を反映した随意的動作か否かを推定する。

【0066】

(g) 制御機構A

システムを機能させるため、比例制御、微分制御及び積分制御のいずれか一つの制御を行なう。上記(e)のパラメータ同定機構Aを利用して慣性と摩擦のすくなくとも一つを調整する。更に、生体信号を用いて人間の動作を予測的に制御する。この予測的制御は、脳から運動ニューロンを介して筋肉に伝達される指令信号としての神経伝達信号と、筋電位發生初期の段階での筋電位信号の一方又は両方を用いることで実行する。

【0067】

(h) アシスト率調整機構A

人間1が発生する力と装着具2が発生する力との分配率であり、手動又は自動で調整する。アシスト率は正の値でも負の値でも良い。正のアシスト率の場合、人間1の発生力に装着具2の発生力が付加されるが、負のアシスト率の場合、人間1の発生力から装着具2の発生力が差し引かれ（すなわち、人間1に負荷がかかり）、人間1は通常以上の力を発生しなければならない。

【0068】

(i) 生体特性適応機構A

人間1と装着具2の一体化及び協調動作を円滑にするために、人間の生体特性に装着具2の制御特性を適応させるのが望ましい。生体特性適応機構Aは出力信号合成手段8（ハイブリッド比制御部を含む）手段の生体制御能推定機構とも連動し、生体信号発生パターンを評価関数として、各人の特性に適した制御となるように、本発明の動作補助装置と人間との一体化及び協調動作に関わる制御パラメータを自動的に又は手動で調整する。上記(e)のパラメータ同定機構では生体の特性を表すパラメータを捉えることができるため、生体特性適応機構Aを利用してインピーダンス制御、予測的制御、適応制御、状態空間制御、PID制御（比例・微分・積分制御）等を適宜実施することができる。

【0069】

(j) 機能評価機構A

人間の違和感、発生筋電位の振幅、発生筋電位の生成パターン、人間側のエネルギー効率、動作補助装置のエネルギー効率のいずれか一つ以上を用いて、本発明の動作補助装置による随意的パワーアシスト制御の評価を行う。

【0070】

(4) 自律的制御手段

自律的制御手段7は主に以下の手段（機能）を有する。

【0071】

(a) 校正・補正機構B

本発明の動作補助装置に取り付けられた各種のセンサ（力センサ、トルクセンサ、角度センサ、角速度センサ、加速度センサ、床反力センサ、超音波センサ、赤外線センサ、CCD、体温センサ、脈拍センサ、脳波センサ、心電位センサ、筋電位センサ、発汗センサ等）の校正・補正を行う。校正・補正自体は上記校正・補正機構A1, A2と同じで良い。

【0072】

(b) 動作チェック機構B

動作チェック機構Aと同様に、本発明の動作補助装置の駆動系、計測系、通信系、制御系、機構系の動作チェックを行う。

【0073】

(c) 信号処理機構B

各センサから得た信号をデジタル的に処理し、本発明の動作補助装置と人間との円滑

な動作に必要な情報とする。力センサ又はトルクセンサにより検出した信号を、外界からの外力又は生体が生成する力（トルク出力）として検出する。更に、角度センサ、角速度センサ、加速度センサ等からの信号を用いて、動作系の状態を精度良く推定したり予測したりする。

【0074】

床反力センサと角速度センサと角速度センサと加速度センサのいずれか一つ以上を用いて、人間機械系の動作状態を推定するとともに、これらのセンサの情報を利用することによって重心の位置と重心の速度と重心の加速度と重心の躍度を推定する。

【0075】

生体の各種センサ（体温センサ、脈拍センサ、心電位センサ、脳波センサ、発汗センサ等）からの情報を生体生理情報として用い、これらに対して増幅処理、フィルタリング処理、周波数解析処理、閾値処理、統計処理等を行う。

【0076】

マイク、スイッチ、画像入力装置（CCDカメラ）等により、人間やその周囲の情報を検出し、本発明の動作補助装置を機能させるために、同様の信号処置を行う。

【0077】

(d) パラメータ同定機構B

装着具2、人間1及びその周囲環境との相互作用に関わるパラメータを同定する。装着具2の駆動系と機構系の慣性・摩擦・質量・遅延時間（無駆時間）に対応するパラメータ、人間1の筋骨格系の慣性・摩擦・質量・遅延時間（無駆時間）に対応するパラメータ、及び装着具2と人間1で構成される人間機械系10と周囲環境との相互作用に関わる路面情報等に関するパラメータを同定する。

【0078】

(e) 意思推定機構B

上記の各種センサにより得られた情報から、人間1が行おうとする動作に関する意思を推定する。人間1の動作に付随する計測情報及び／又は音声やスイッチ等により人間1が示す指令情報から人間の意思を推定する。

【0079】

(f) 自律的制御機構B

装着した人間1の意思、周囲環境情報又は外部指令に従って、本発明の動作補助装置を自律的に制御する。装着者1の動作を検出することによって装着者1の意思や状態を推定し、データベースに格納した一連の動作（タスク）及び各タスクを構成する最小動作単位（フェーズ）を逐次推定しながら、各フェーズに定められた基準動作パターンに従って、自律的制御を達成する。さらに指令信号や動作のトリガー信号によって、予めプログラミングされた動作パターンを再生することにより、自律的制御を行う。

【0080】

個人差への対応を可能とするため、自律的制御に用いる制御パラメータは自動的に又は手動で調整する。この自律機構では、外乱に対する人間の反射動作を考慮した制御を行う。

【0081】

「(3) 隨意的制御手段」の欄の(i) 生体特性適応機構Aと同様に、人間の基本的な生体特性である反射動作にも着目した制御動作、及び人間の運動中枢系に記憶された基本特性である事前学習動作を本発明の動作補助装置に組み込むことにより、生体特性を考慮したフィードフォワード的制御動作を行うことができる。

【0082】

(g) アシスト率調整機構B

装着者の動作をアシストする際のパワーアシスト率（補助率）を調整する。補助率は、本発明の動作補助装置と人間との間の力・トルク発生量を、各種センサ系（トルクセンサ、力センサ、筋電位センサ等）からの情報に基づいて決める。完全自律的制御の場合、アシスト率の出力はフェーズ毎に定まっているので、パワーアシスト率は人間の発生力

により変動することになるが、このアシスト率をそのまま変動させるか所定の値に制御するかは、適宜選択することができる。

【0083】

(h) 生体特性適応機構B

随意的制御手段のものと同じでよい。

【0084】

(i) 機能評価機構B

随意的制御手段のものと同じでよい。

【0085】

(5) データベース

図6は、データベース6に格納されたタスク及びフェーズの例として、幾つかのタスクA（歩行）、タスクB（立上り）、タスクC（座り）・・・と、各タスクの一連のフェーズ（フェーズA1、フェーズA2、フェーズA3・・・等）とを例示する。例えばタスクA（歩行）は、図12に示すような4つのフェーズ1～4からなる。

【0086】

人間1が動作を開始すると、センサにより得られた各種の信号（人間の生体信号、装置の状態を示す信号等）から求まる各パラメータの実測値をデータベース6に格納された基準パラメータと比較する。この比較は図6中のグラフで概略的に示す。このグラフでは、膝の回転角 θ 及び角速度 θ' 、腰の回転角 θ 及び角速度 θ' 、及び重心位置COG及び重心位置の移動速度COG'を示しているが、勿論比較するパラメータはこれらに限定されない。

【0087】

一定の短い時間間隔で実測パラメータと基準パラメータとを比較する。比較は、全てのタスク（A, B, C・・・）における一連のフェーズについて行う。つまり、図6の上部表に示す全てのフェーズ（A1, A2, A3・・・, B1, B2, B3・・・, C1, C2, C3・・・）をマトリックス状に取り出し、実測パラメータと比較することになる。

【0088】

図6のグラフに示すように、例えば時間 t_1, t_2, t_3, \dots ごとに比較していくと、実測パラメータが全て一致する基準パラメータ有するフェーズを同定することができる。一致の誤差を排除するために、複数の時間で一致することを確認した後で、フェーズの同定を行えば良い。例えば図示の例で、実測値が複数の時間でフェーズA1の基準パラメータと一致したとすると、現在の動作はフェーズA1の動作であることが分かる。勿論、実測値と一致する基準パラメータを有するフェーズはタスクの最初のフェーズ（A1, B1, C1等）とは限らない。

【0089】

各フェーズには基準パラメータがあるのみならず、タスクの一部として一連の動作（フェーズ・シークエンス）をする指令がある。従って、同定されたフェーズと、同一タスク内の以降のフェーズを順次実行することになる。この点では、ロボット的な動きとも言える。しかしながら、自律的制御であっても、実測値と基準パラメータとの比較は継続されており、常に人間1の動作があるタスクから別のタスクに変化していないかをチェックしている。そのため、もし人間1の気が変わって、例えば歩行中に突然座ると、（イ）随意的制御により座る動作をアシストする信号が出るとともに、（ロ）自律的制御でも歩行タスクから座りタスクのフェーズに移行する。その結果、随意的制御と自律的制御の両方により、座るのに必要な補助動作をスムーズに行うことができる。

【0090】

(6) 出力信号合成手段

(a) ハイブリッド制御手段

パワーアシスト制御を行う際には、人間と機械の力の貢献度（ハイブリッド比）を調整するのが好ましい。図7はハイブリッド比を調整しえる出力信号合成手段8の一例を示す。この出力信号合成手段8は、随意的制御手段4の出力信号の増幅器18aと、自律的制御手段7の出力信号の増幅器18bと、増幅器18aと増幅器18bの出力を加算する回路28とを有

する。増幅器18a及び増幅器18bの増幅率は、データベース6に格納されたフェーズのハイブリッド比になるように制御する。

【0091】

(b) 生体制御能推定機構

本発明の動作補助装置から装着者1に対して既知の入力を適宜加えることにより、この装着者1への入力と装着者1からの出力の関係を用いたシステム同定法を用いて、生体の反射速度や閉ループ制御利得や生成運動パターンや周波数特性や応答性能や無駄時間特性である生体の制御能力を推定する。

【0092】

[2] その他の機能

(A) 始動時の駆動制御

(1) 反射動作の場合

例えば背後から急に押された場合、そのままでは倒れてしまうので、反射的に片足を前に出して体を支えなければならない。しかし単に片足を前に出すという制御を行うと、片足を急に前に押したことになるので、人間は本能的に片足を突っ張り、片足を前に出す動作がぎこちなくなる。このような場合、図9に示すように、動作方向にアクチュエータ101を駆動させる電流91を送給する直前に、ごく短時間(0.01秒から0.3秒程度)反対方向の電流92を送給してアクチュエータ101を反対方向に駆動させると、人間1は反射的に片足を前に出そうとし、動作はかえってスムーズになる。このような反射神経を利用する制御は通常のロボットではあり得ず、本発明の動作補助装置のように人間1が装着するもの場合に初めて効果を發揮するものである。

【0093】

(2) 通常の動作の場合

歩行のような通常の動作の場合でも、足を上昇させる自律的制御を行うと、突然足を押されたような感じになることがある。このような違和感を取り除くためには、やはり始動時に反対方向の電流92を送給してアクチュエータ101を反対方向に駆動させる、その後で動作方向にアクチュエータ101を駆動させる電流91を送給すると、違和感なくスムーズな動きをすることができる。

【0094】

(B) 始動のレスポンス

アクチュエータ101のみならず装着具2には慣性モーメントがあるので、筋電位信号又は神経伝達信号から得た駆動電流では高レスポンスの動きができないことがある。このような場合、例えば図8に示すように、駆動電流81の直前に大きなパルス電流82を流すと、パルス電流82に応答した素早い立ち上がりのトルクが得られる。そのため、始動のレスポンスが速くなる。

【0095】

神経伝達信号に対応するパルス電流83と筋電位信号に対応する駆動電流81を使用する場合には、パルス電流83を増幅することにより始動のレスポンスを速くすることができる。このように、アクチュエータ101の駆動電流を動作初期に大きくすることにより、人間1の意思にレスポンス良く応答した動作補助を行わせることができる。

【0096】

(C) 事前学習動作

人間の運動中枢系に記憶された基本特性である事前学習動作を、本発明の動作補助装置に組み込むことで、生体特性を考慮したフィードフォワード的動作を実施することが可能となる。また学習した力生成パターンを再生することで、従来言葉での伝達が困難とされた他者の運動情報を、本発明の動作補助装置を用いて伝達することができる。これにより、例えばスポーツ分野での熟練者の技の伝授を行うことができる。

【0097】

(D) 遠隔操作

遠隔通信技術及び複数台の動作補助装置を用いることによって、他人の身体との力変位

の共有化が可能となり、人類史上初めて他人の身体へ入りこむことが可能となる。遠隔リハビリテーション分野等では、遠隔から患者の筋骨格系の状態や神経系の応答状態を自分の身体情報として実体験することができるため、効果的な治療が可能となる。

【0098】

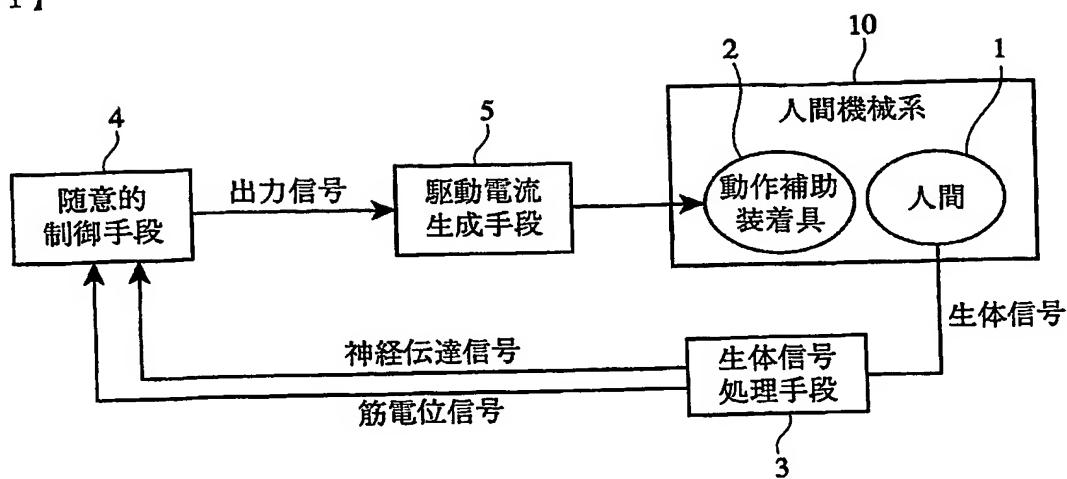
例えば脳卒中等で半身麻痺状態に陥った患者に対しては、随意的に動作できる側の情報を用いて、麻痺状態の身体を動作させることができるために、効果的なリハビリテーションが可能となる。

【図面の簡単な説明】

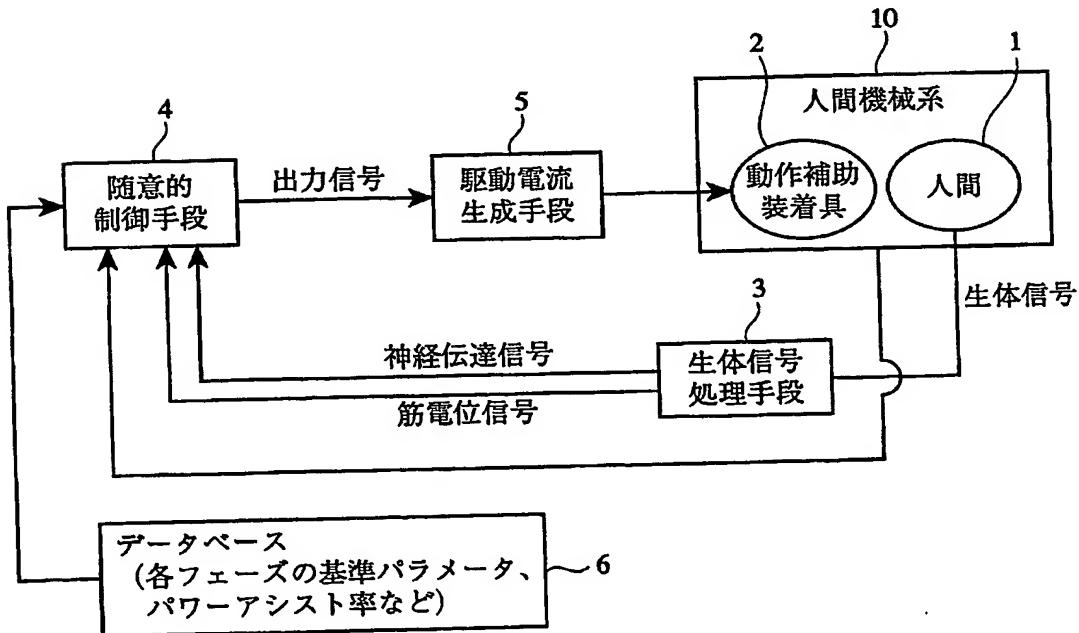
【0099】

- 【図1】本発明の第一の態様による動作補助装置を示すブロック図である。
- 【図2】本発明の第二の態様による動作補助装置を示すブロック図である。
- 【図3】本発明の第三の態様による動作補助装置を示すブロック図である。
- 【図4】本発明の第四の態様による動作補助装置を示すブロック図である。
- 【図5】生体信号処理手段の構成及びそれによる生体信号の処理を示す概略図である
- 【図6】データベースの構成及びそれによるフェーズの決定方法を示す概略図である
- 【図7】出力信号合成手段の構成を示すブロック図である。
- 【図8】駆動電流の改良例を示す概略図である。
- 【図9】駆動電流の別の改良例を示す概略図である。
- 【図10】下半身パワーアシスト装着具を示す斜視図である。
- 【図11】下半身パワーアシスト装置の全体構成を示す概略図である。
- 【図12】タスク及びフェーズの例を示す概略図である。
- 【図13】タスク及びフェーズを利用した自律的制御の例を示す概略ブロック図である。
- 【図14】従来の動作補助装置を示すブロック図である。

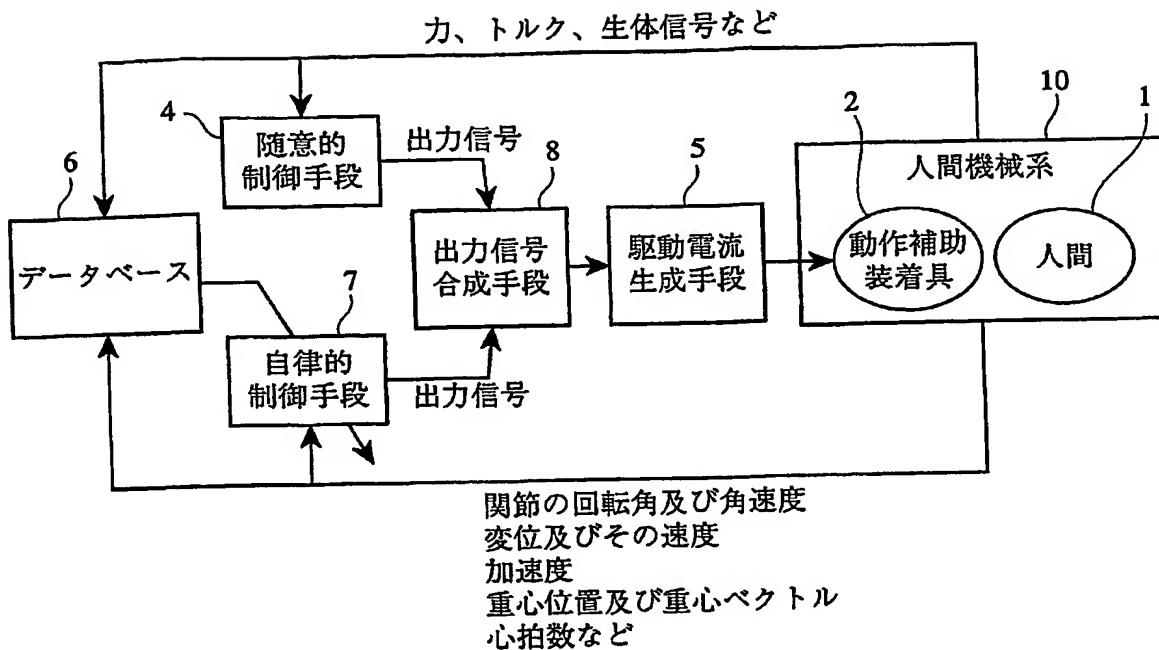
【書類名】図面
【図 1】



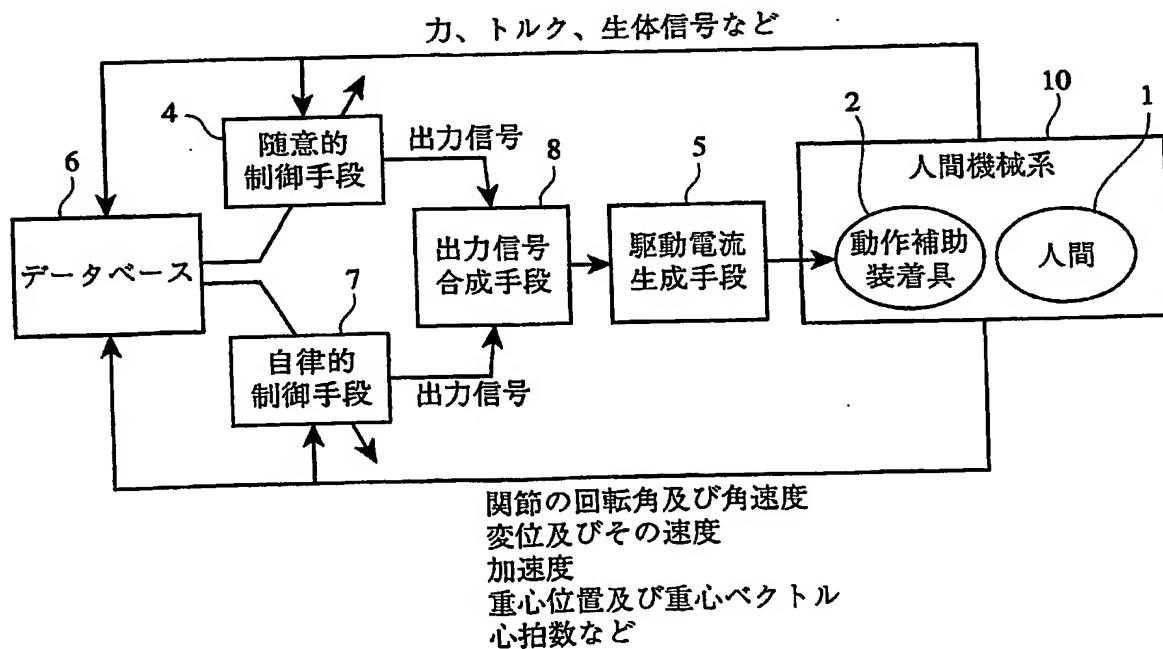
【図 2】



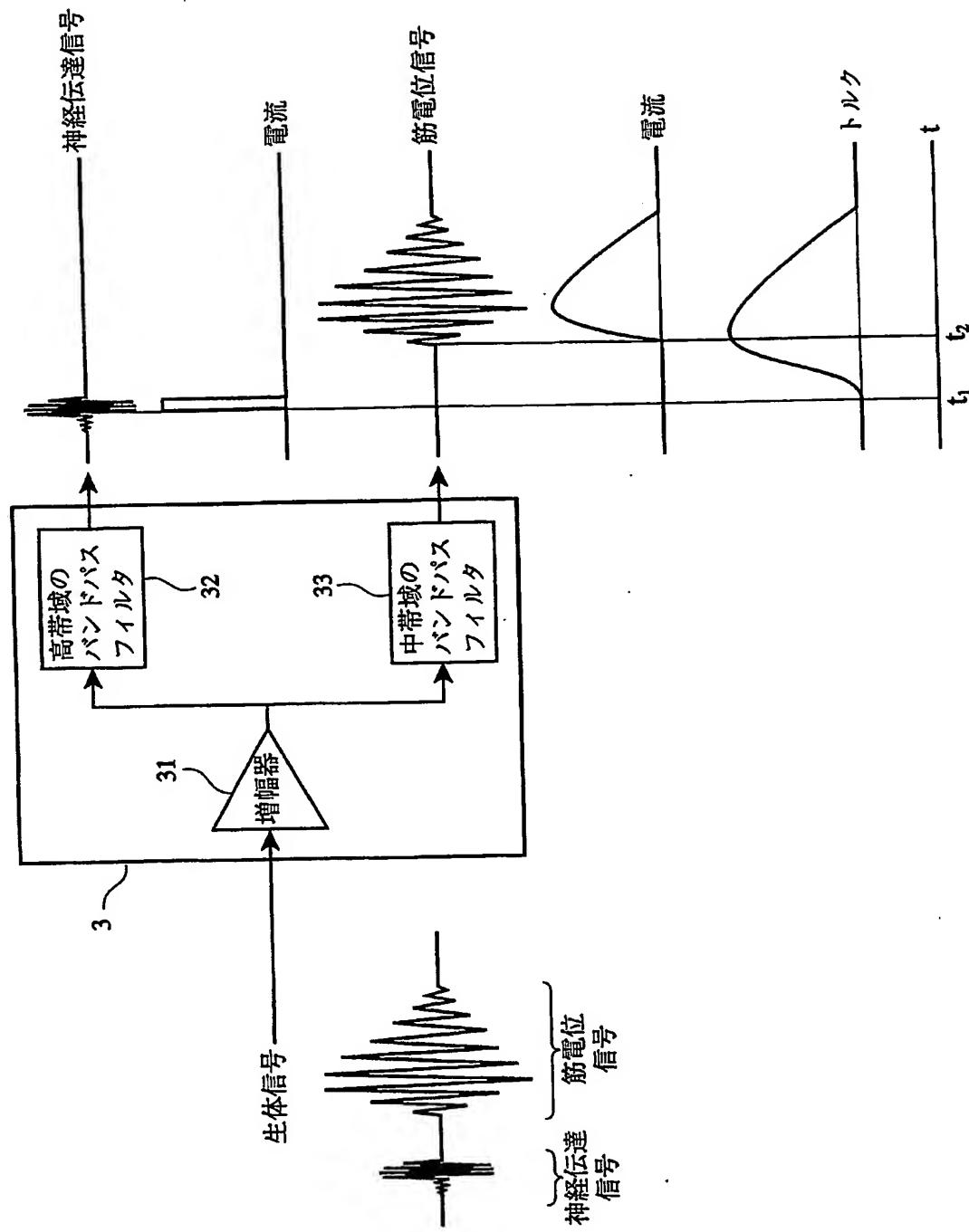
【図3】



【図4】

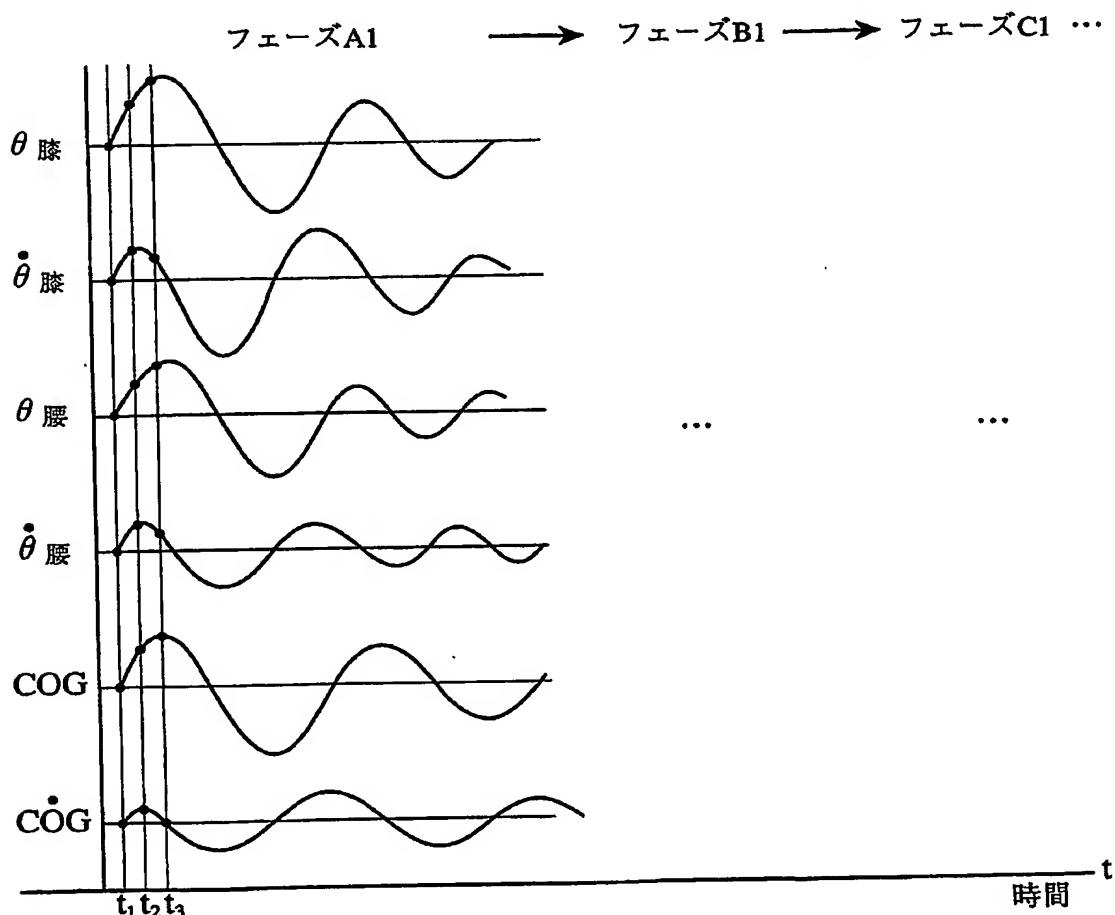


【図 5】



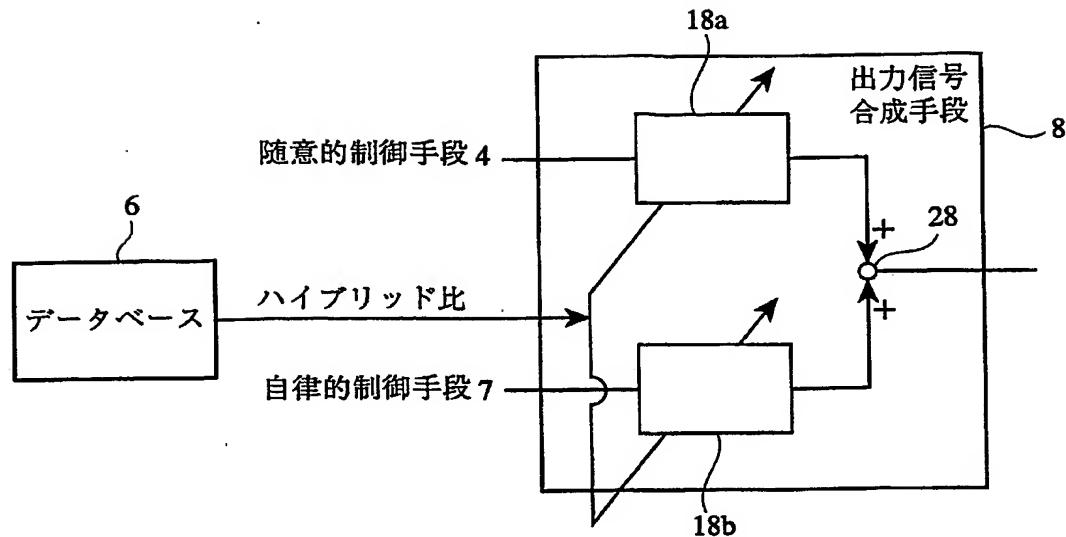
【図6】

データベース	
タスクA (歩行)	フェーズA1
タスクB (立ち上がり)	フェーズB1
タスクC (座り)	フェーズC1
:	:

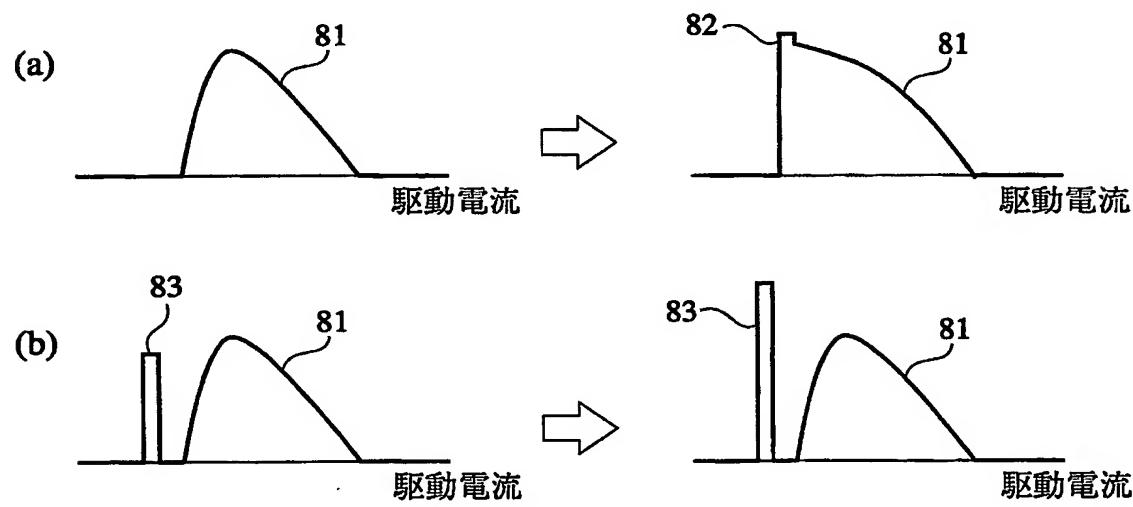


フェーズA1 → フェーズA2 → フェーズA3 ...
 フェーズB1 → フェーズB2 → フェーズB3 ...
 :

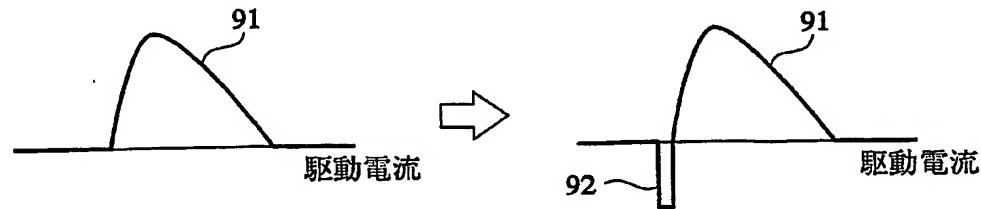
【図7】



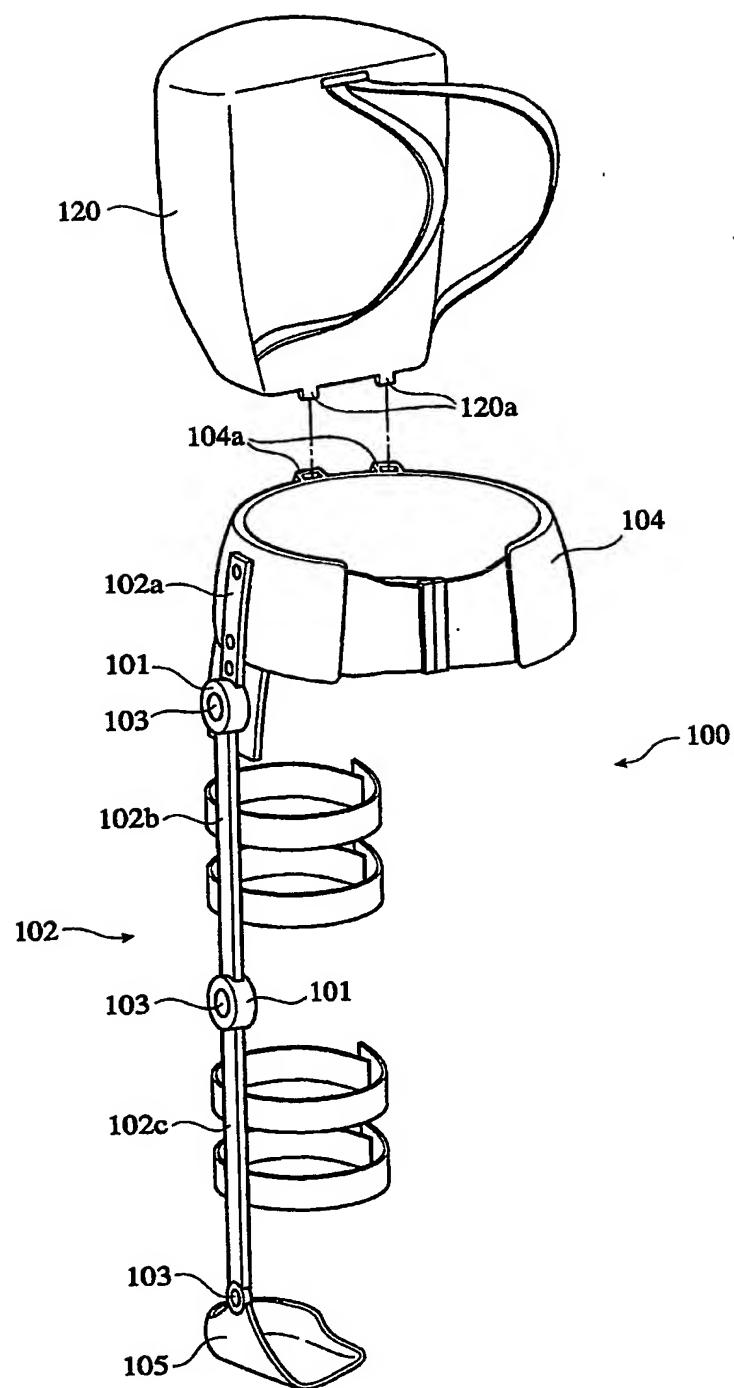
【図8】



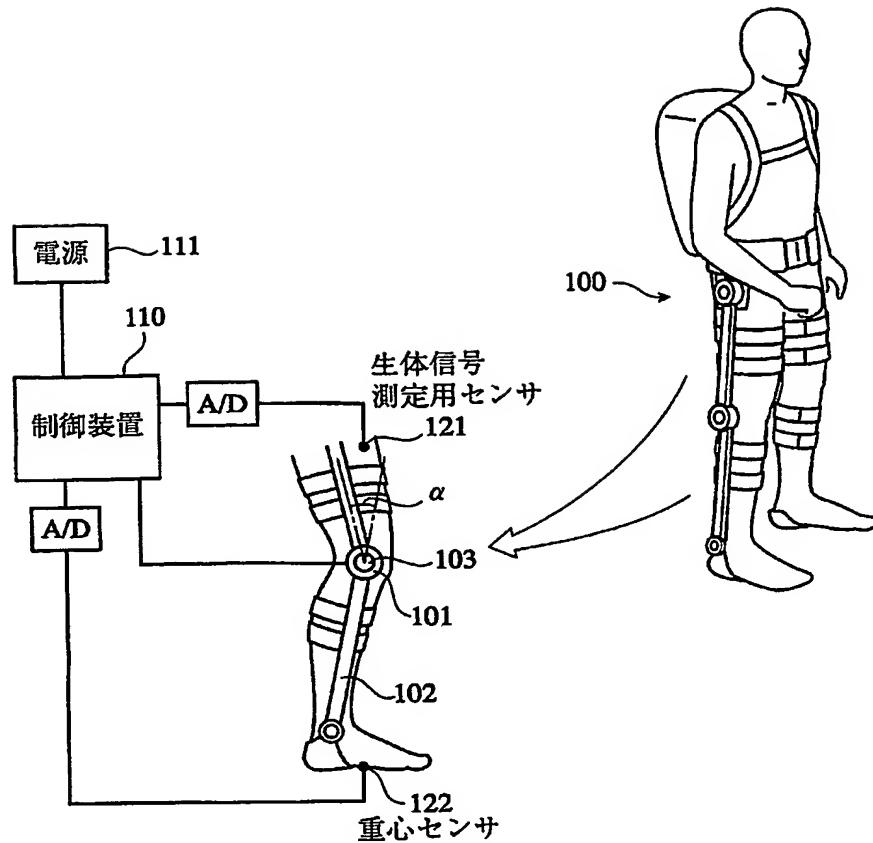
【図9】



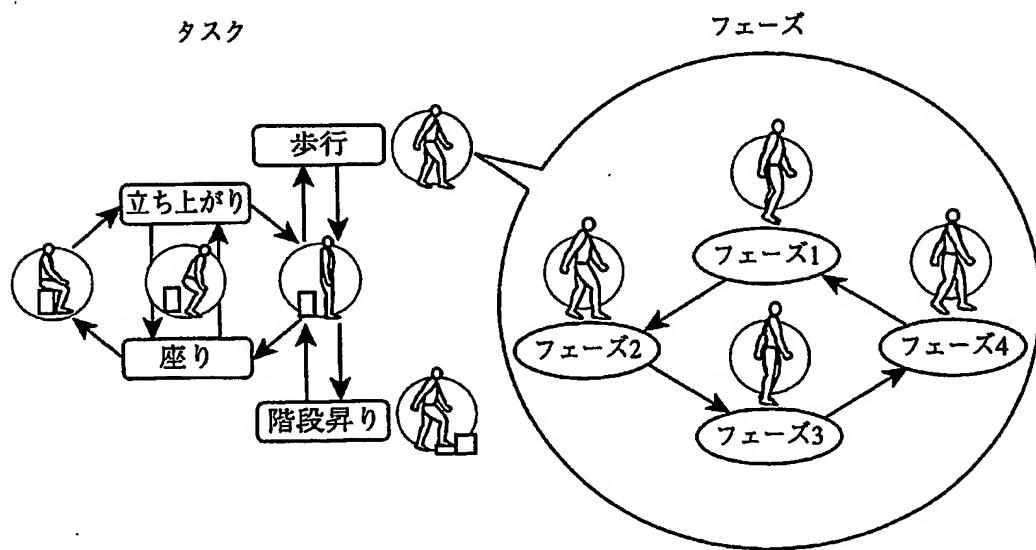
【図10】



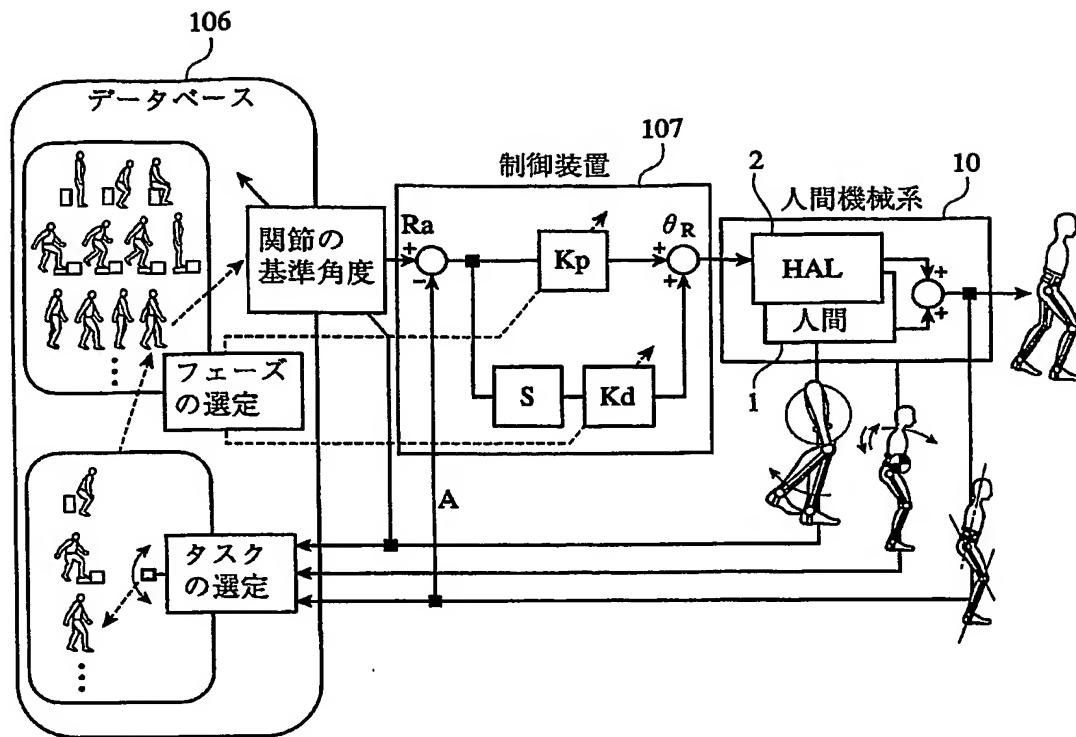
【図11】



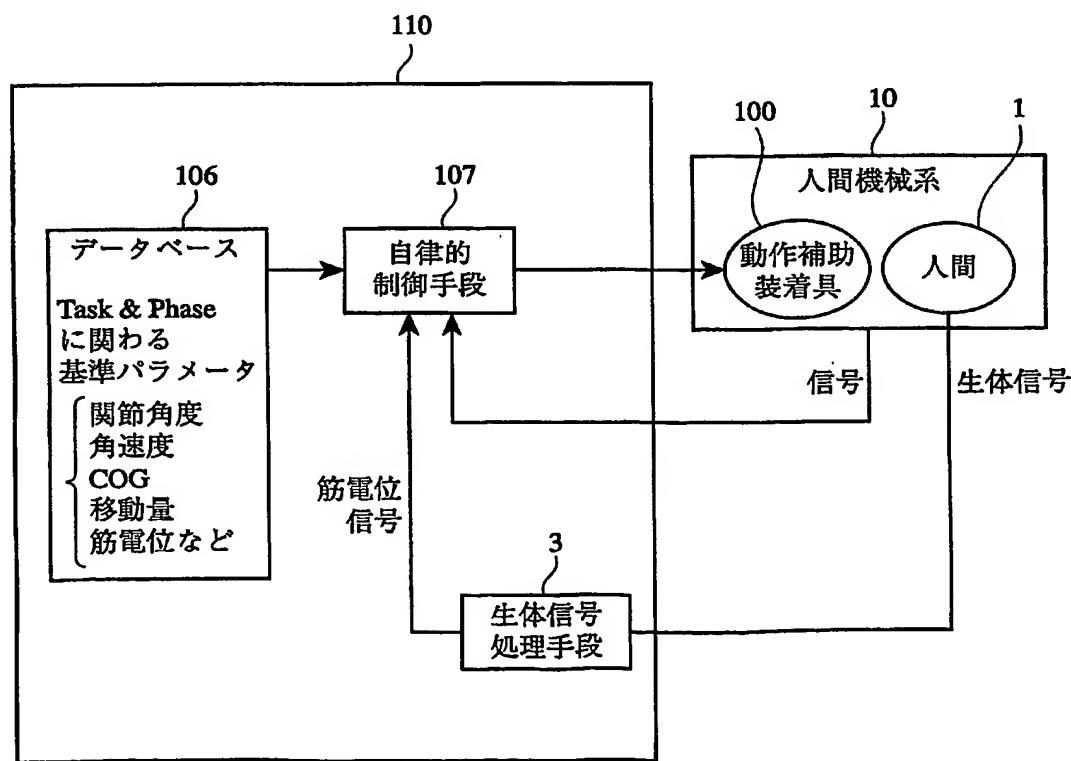
【図12】



【図13】



【図14】



【書類名】要約書

【要約】

【課題】人間の意思に従う随意的制御と人間の意思を推測した自律的制御を組合せることにより、違和感なくスムーズな動作補助を可能とした動作補助装置を提供する。

【解決手段】人間に装着して人間の動作機能を補助又は代行する動作補助装置は、(a) パワーアシスト用アクチュエータ101を具備する動作補助装着具2と、(b) 生体信号等の信号を得るセンサ類と、(c) それらの信号に基づいて人間の意思に従った力を発生させるように、アクチュエータ101を駆動する信号を発生する随意的制御手段4と、(d) タスクとして分類した人間の各動作を構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベース6と、(e) センサ類により得た実測パラメータを基準パラメータと比較することにより、人間が行おうとしている動作に対応するフェーズを特定し、フェーズを含むタスクの動作パターンに従って人間の動作を自律的に補助又は代行するように、アクチュエータ101を駆動する信号を発生する自律的制御手段7と、(f) 随意的制御手段4の出力信号と自律的制御手段7の出力信号とを合成する手段8と、(g) 得られた合成信号からアクチュエータ101を駆動する電流を生成する手段5とを具備し、もつて人間の意思に従う随意的制御と人間の意思を推測した自律的制御をともに行う。

【選択図】 図3

特願2003-298038

出願人履歴情報

識別番号 [596117315]

1. 変更年月日 1996年 7月 4日

[変更理由] 新規登録

住 所 茨城県つくば市桜2丁目29番4号
氏 名 山海 嘉之

2. 変更年月日 2003年 8月 25日

[変更理由] 住所変更

住 所 茨城県つくば市天王台1-1-1 筑波大学内
氏 名 山海 嘉之

3. 変更年月日 2004年 2月 23日

[変更理由] 住所変更

住 所 茨城県つくば市桜2-29-4
氏 名 山海 嘉之